



⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 3328862 A1

⑯ Int. Cl. 3:
G 01 N 21/25
G 01 N 33/48
G 01 J 3/28

⑯ Anmelder:
Siemens AG, 1000 Berlin und 8000 München, DE

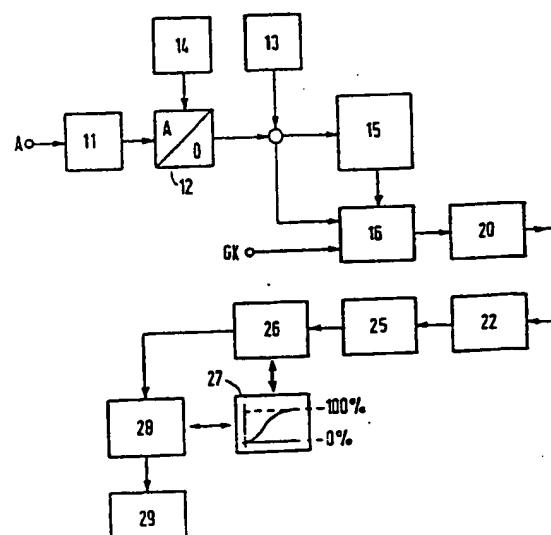
⑯ Zusatz zu: P 32 34 388.4

⑯ Erfinder:
Brunner, Manfred; Ellermann, Regina, 8520 Erlangen,
DE; Kessler, Manfred, Prof., 8520 Buckenhof, DE

Erfindungsvorlage

⑯ Verfahren und Vorrichtung zur Gewebefotometrie, insbesondere zur quantitativen Ermittlung der Blut Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Gewebefotometrie, insbesondere zur quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten, welche mittels eines Fotometers mit Monochromator periodisch gewonnen werden. Bisher konnten aus fotometrischen Spektren im wesentlichen nur qualitative Aussagen abgeleitet werden. Gemäß der Erfindung wird aus der periodischen Signalfolge ein erstes Spektrum herausgegriffen, anhand eines wählbaren Gütekriteriums eine vorgegebene Anzahl weiterer Spektren ausgewählt, eine Fourier-Transformation der Spektren in den Frequenzraum vorgenommen und anhand von Signalen im Fourier-Spektrum durch Vergleich mit einer vorgegebenen Eichkurve der charakteristische Wert einer Meßprobe, insbesondere die Blutsauerstoffsättigung ermittelt. Die zugehörige Vorrichtung mit einer Auswerteschaltung umfaßt dabei wenigstens eine Auswahleinheit, eine Einheit zur Fourier-Transformation und einen Signalselektor.



DE 3328862 A1

DE 3328862 A1

Patentansprüche

1. Verfahren zur Gewebefotometrie, insbesondere zur quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung 5 aus fotometrischen Meßwerten, welche bei einer Meßprobe mittels eines Fotometers mit Monochromator periodisch gewonnen werden, dadurch gekennzeichnet, daß

10 a) aus der periodischen Signalfolge ein erstes Spektrum herausgegriffen wird,

b) anhand eines wählbaren Gütekriteriums eine vor-gegebene Anzahl weiterer Spektren ausgewählt wird,

15 c) eine Fourier-Transformation der Spektren in den Frequenzraum vorgenommen wird und

d) anhand von Signalmerkmalen im Fourier-Spektrum 20 durch Vergleich mit einer vorgegebenen Eichkurve der charakteristische Wert der Meßprobe, insbesondere die Blutsauerstoffsättigung, ermittelt wird.

25 2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß für den Verfahrensschritt a) das erste Spektrum mittels eines Trigger-impulses abgeleitet wird.

30 3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Gütekriterium bei Verfahrensschritt b) einen Formvergleich der Spektren beinhaltet.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Formvergleich nach Digitalisierung der Spektrendaten erfolgt.

5 5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Digitalisierung vom Monochromator wellenlängenabhängig gesteuert ist.

6. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Meßsignal einer 10 Störungsreduktion unterzogen wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Störungsreduktion 15 mittels selektiver Addition und anschließender Mittelung (sog. averaging) erfolgt.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß für die selektive 20 Addition zwischen 15 und 60 Spektren, vorzugsweise 30 Spektren, ausgewählt werden.

9. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß für Verfahrensschritt 25 d) als Signalmerkmal die Amplituden bestimmter Frequenzen bzw. Frequenzbereiche herausgegriffen werden.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Amplitude eines 30 Maximums herausgegriffen wird.

11. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Verhältnis der 35 Summen der Amplituden solcher Frequenzen die oberhalb eines vorgegebenen Signalminimums liegen, zur Summe

der Amplituden derjenigen Frequenzen, die unterhalb des Minimums liegen, als Signalmerkmal herangezogen wird.

12. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Eichkurve durch Korrelation mit einer oxygenierten und einer desoxygenierten Probe ermittelt wird.

13. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 oder einem der Ansprüche 2 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteschaltung wenigstens eine Auswahlseinheit (11 - 16) für die Spektren, eine Einheit zur Fourier-Transformation (25) und einen Signalselektor (26) zum Ver gleich der selektierten Merkmale mit einer vorgegebenen Eichkurve umfaßt.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswahlseinheit (11 - 16) Mittel zum Selektieren der Meßspektren anhand vorgegebener Gütekriterien aufweist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzliche eine Einheit zur Störungsreduktion (20) vorhanden ist.

16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Einheit zur Störungsreduktion (20) ein Mittelwertbildner ist.

30
17. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß ein Speicher (15) vorhanden ist, in welchem die aufgenommenen Spektren zur weiteren Verarbeitung zwischengespeichert werden.

18. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß dem Signalselektor (26) eine Einheit (27) zur rechnerischen Festlegung der Eichkurve zugeordnet ist.

5

19. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß vor der Einheit zur Fourier-Transformation (25) eine Einrichtung (22) zur Spiegelung und/oder Entzerrung der Meßspektren 10 eingeschaltet ist.

15

20. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß ein Digital-Rechner zur Auswertung vorhanden ist.

21. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß als Digital-Rechner ein Mikroprozessor mit zugehörigem Speicher verwendet wird.

20

25

30

35

SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT
Berlin und München

Unser Zeichen
VPA 82 P 8527 01 DE

Verfahren und Vorrichtung zur Gewebefotometrie, insbesondere zur quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Gewebefotometrie, insbesondere zur 10 quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten, gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1.

Für die Sauerstoffversorgung in Körpergeweben spielt der 15 Oxygenierungsgrad des Sauerstoffträgers Hämoglobin im Kapillarnetz des Gewebes eine maßgebliche Rolle. Mit Hilfe der Reflexionsspektroskopie kann aufgrund des unterschiedlichen Absorptionsverhaltens von oxygeniertem und desoxygeniertem Hämoglobin prinzipiell eine Aussage 20 über den momentanen Oxygenierungsgrad in den oberflächlich verlaufenden Kapillaren getroffen werden. Es ist bereits bekannt, Reflexionsspektroskopie als Gewebefotometrie "in vivo" durchzuführen. Dabei wird insbesondere durch den Einsatz von flexiblen Lichtleitern 25 die Untersuchung in kleinen Arealen möglich, wobei Artefakte durch Bewegungen der Geweboberflächen durch kurze Aufnahmezeiten verhindert werden sollen.

Es sind Lichtleiter-Fotometer vorgeschlagen worden, 30 mit denen Signalspektren einer Gewebeprobe in Abhängigkeit von der Wellenlänge ermittelt werden können. Aus dem Amplitudenverlauf eines einzelnen Spektrums kann ein Sachverständiger Aussagen über die Oxygenierung der Gewebeprobe ableiten.

Allerdings blieben die Aussagen bisher weitgehend auf eine qualitative Deutung der Spektren beschränkt. Aufgabe der Erfindung ist es daher, ein Verfahren anzugeben sowie eine zugehörige Vorrichtung zu schaffen, mit 5 denen quantitative Aussagen über charakteristische Größen von Meßproben gemacht werden können.

Die Aufgabe ist erfindungsgemäß durch die kennzeichnenden Merkmale des Verfahrenshauptanspruches 1 sowie des 10 darauf zurückbezogenen Vorrichtungsanspruches 13 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Mit der Erfindung lassen sich in überraschend einfacher 15 Weise die bei der Gewebefotometrie periodisch anfallenden Spektren auswerten. Es können nunmehr auch genaue quantitative Aussagen insbesondere über den Oxygenierungsgrad von Hämoglobin beliebiger Meßproben gemacht werden. Damit ist nun ein Weg aufgezeigt, mit dem der 20 Einsatz des beschriebenen Verfahrens in die klinische Praxis entscheidend erleichtert wird.

Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Figurenbeschreibung anhand 25 der Zeichnung in Verbindung mit den übrigen Unteransprüchen.

Es zeigen:

30 Fig. 1 den schematischen Aufbau eines Fotometers mit Spektrometer,

Fig. 2 eine Originalkurve zur Gewebefotometrie, die mit dem verwendeten Spektrometer gemessen 35 wurde,

Fig. 3 das Ergebnis einer Vorverarbeitung für eine
oxygenierte und eine desoxygenierte Meßprobe,

Fig. 4 die zugehörigen Kurven im Frequenzraum,

5 Fig. 5 derartige Kurven zur Darstellung der Kinetik
des Desoxygenierungsvorganges,

10 Fig. 6 blockschaltbildmäßig eine Vorrichtung zur
Durchführung der anhand der Figuren 2 bis
5 dargestellten Verfahrensschritte.

In der Figur 1 besteht ein Mikro-Lichtleiter-Fotometer
im wesentlichen aus einer Lichtquelle 1, die durch eine
15 Xenon-Hochstdrucklampe realisiert ist. Von der Licht-
quelle 1 wird das Licht über ein Filtersystem 2 auf eine
Lichtleitfaser 3 von $70 \mu\text{m}$ Durchmesser als Sendelicht-
leiter Gewebeprobe P geleitet. Das reflektierte Licht
wird über sechs Fasern, die ringförmig um den Sende-
20 lichtleiter angeordnet und pauschal mit 4 bezeichnet
sind, zu einem Wellenlängenselektor geführt. Letzterer
besteht aus einer mittels eines Motors 6 rotierbaren
Verlausinterferenzfilterscheibe 5 als Monochromator,
bei der in Abhängigkeit vom Drehwinkel Licht unter-
25 schiedlicher Wellenlänge zwischen 495 nm und 615 nm
selektiert wird. Die Interferenzfilterscheibe 5 lässt
an der Meßstelle M in Abhängigkeit vom Drehwinkel das
Licht verschiedener Wellenlängen passieren, wobei bei
einem Drehwinkel von 0 bis 180° der Wellenlängenbereich
30 zwischen 495 und 615 nm in aufsteigender Folge und im
Bereich von 180 bis 360° in umgekehrter Richtung durch-
laufen wird. Die Intensität des transmittierten Lichtes
wird von einem Photomultiplier 7 gemessen und in Form
eines analogen Spannungssignals zwecks Auswertung und
35 weiterer Verrechnung ausgegeben. Das Spannungssignal ge-

langt dazu auf eine vorzugsweise digital arbeitende Auswertevorrichtung 10, die weiter unten im einzelnen beschrieben wird. Bei jeder Scheibenenumdrehung des Monochromators 5 kann ein Triggerimpuls für die Auswertung abgeleitet werden.

Es ist auch möglich, ein Spektrometer zu verwenden, bei dem das eingestrahlte Licht monochromatisiert und dann das Spektrum periodisch abgescannt wird. Durch Ableitung weiterer Triggerpulse können bestimmte Wellenlängen markiert werden, um die Digitalisierung der Meßsignale wellenlängenabhängig zu steuern.

Der Aufbau der Auswertevorrichtung 10 wird anhand der Figur 6 beschrieben; aus den Figuren 2 bis 5 ergibt sich zunächst im wesentlichen die verfahrensmäßige Behandlung der Meßsignale.

Figur 2 zeigt einerseits, daß das Meßsignal periodisch mit der Rotation der Interferenz-Filterscheibe 5 verläuft und andererseits, daß es von einem starken Rauschen überlagert wird. Zur weiteren Signalverarbeitung müssen die Signale in einzelne Perioden getrennt werden. Dabei besteht die Schwierigkeit, daß einerseits die Periodenlänge unbekannt ist und andererseits die Längen verschiedener Perioden nicht identisch sind. Letzteres kann beispielsweise durch Schwankungen der Rotationsgeschwindigkeit der Verlaufsinterferenzfilter-scheibe 5 bewirkt werden.

Bei dem vorgeschlagenen Verfahren wird zunächst ein "Referenz-Spektrum" ermittelt. Als Kriterium für die Güte eines solchen Spektrums können u.a. das Signal/Rausch-Verhältnis, die Signalhöhe oder andere Signal-

eigenschaften herangezogen werden. Durch Vergleich einzelner Spektren anhand der Gütekriterien werden andere geeignete Abschnitte für die Auswertung gefunden.

Beispielsweise werden zunächst eine "Referenz-Periode" 5 ermittelt und mittels Korrelation die ähnlichsten Abschnitte gefunden. Dabei kann auch genutzt werden, daß die Interferenzfilterscheibe 5 unabhängig vom Meßsignal bereits eine periodische Grundfunktion erzeugt, deren Maxima bzw. Minima zur Periodenfindung dienen.

10 Es werden also mit obigem Verfahren aus den Meßspektren einander ähnliche Abschnitte aufgefunden. Zwar ist die Korrelationslänge im wesentlichen durch die Länge des Referenzspektrums bestimmt; es lassen sich aber unterschiedliche Periodenlängen durch Überlappung der Korrelationsfelder kompensieren. Durch letzteren Verfahrensteilschritt kann man also vom Triggerimpuls der Filterscheibe unabhängig werden.

20 Es ergibt sich somit die Möglichkeit, anhand von Gütekriterien aus der großen Anzahl von vorhandenen Spektren eine bestimmte Anzahl Einzelspektren auszuwählen. Diese Einzelspektren können aber noch Störungen, beispielsweise Signalrauschen, aufweisen.

25 Eine Störungsunterdrückung kann im allgemeinen durch eine gewichtete Mittelung (sog. averaging) erreicht werden. Man kann zeigen, daß eine Mittelung von mehr als 15 Perioden bereits zu einem guten Ergebnis führt.

30 Beispielsweise sind in der Figur 3 zwei Frequenzspektren dargestellt, die nach dem vorher beschriebenen Verfahrensschritt vorverarbeitet und einer Mittelung über 30 Perioden unterzogen wurden. Dabei ist das erste Spektrum von einer oxygenierten und das zweite Spektrum 35 von einer desoxygenierten Probe gewonnen worden.

Da die vorverarbeiteten Signale periodisch und bandbegrenzt sind, können sie mit Hilfe der Fourier-Transformation in den Frequenzraum transformiert werden. Die Transformation führt zu einer Darstellung der Wellenlängenfunktionen als Amplituden-Frequenzdiagramme und ist in der Figur 4 für beide Proben dargestellt.

Der Aufbau der Interferenz-Filterscheibe 5 bedingt bei hohen Rotationsgeschwindigkeiten einen über den Wellenlängenbereich nahezu symmetrischen Signalverlauf, was insbesondere aus Figur 3 ersichtlich ist. Die Signalverarbeitungsgeschwindigkeit kann dadurch erhöht werden, daß jeweils nur eine Periodenhälfte gemessen und anschließend gespiegelt wird. Bei hohen Rotationsgeschwindigkeiten ist ein theoretischer Informationsverlust vernachlässigbar.

Änderungen der Hämoglobin-Oxygenierung bewirken eine deutliche Veränderung der korrespondierenden Amplituden-Frequenzdiagramme, wobei durch eine Oxygenierung eine Zunahme der Amplituden bewirkt wird.

Es hat sich gezeigt, daß kleine Änderungen in der Oxygenierung zwar nur solche geringen Änderungen im Signalverlauf bewirken, die visuell kaum bzw. gar nicht erkennbar sind; im Frequenzraum ergibt sich jedoch ein deutlicher Unterschied, der zur weiteren Auswertung herangezogen wird.

Die Figur 5 zeigt nun eine Reihe derartiger Spektren, die ausgehend von einer oxygenierten Probe in Zwischenstufen bis zu einer desoxygenierten Probe gewonnen wurden und die Kinetik solcher Vorgänge zeigen. Als Parameter ist die Zeit in 10s-Schritten eingetragen, wobei die Oxygenierung mit der Zeit abnimmt. Derartige

Spektren können sich beispielsweise bei der Stickstoffbegasung einer vorher oxygenierten Meßprobe ergeben, wobei dieser kinetische Vorgang reversibel ist.

5 Es bietet sich an, für die Spektren folgende Parameter zu ermitteln:

a) $m(t)$: entspricht einer Probe mit unbekannter Oxygenierung

10

b) $h(t)$: entspricht der Probe mit dem am stärksten oxygenierten Spektrum

c) $l(t)$: entspricht der Probe mit dem am stärksten desoxygenierten Spektrum

15

Der Anteil von $h(t)$ an $m(t)$ ergibt sich aufgrund folgender Korrelationsbeziehung:

20

$$m(t) = \alpha \cdot h(t) + \beta \cdot l(t) \quad (1)$$

Der Faktor α stellt ein Maß für den oxygenierten und β ein Maß für den desoxygenierten Anteil im Spektrum dar. Insbesondere der interessierende Faktor α kann 25 nun derart ermittelt werden, daß Gleichung (1) sowohl mit dem Spektrum einer voll oxygenierten Probe als auch dem Spektrum einer voll desoxygenierten Probe korreliert wird. Damit ist die Möglichkeit gegeben, eine quantitative Aussage im Rahmen der Gewebefotometrie zu treffen.

30

Messungen haben gezeigt, daß sich der Anteil der hohen Frequenzen am Meßsignal in charakteristischer Weise speziell mit der Oxygenierung ändert. Diese Signalmerkmale können also als quantitatives Maß für den Oxygenie-

35

rungrad betrachtet werden, wobei nach Vorgabe einer Eichkurve aus diesem Merkmal sofort der Oxygenierungsgrad einer unbekannten Meßprobe ermittelt werden kann.

5 In der Figur 6 bedeutet A das Analogsignal des Foto-
multipliers 7. Dieses wird über einen Filter 11 zur
Bandbegrenzung und einen A/D-Wandler 12 mit hoher Ab-
tastfrequenz digital gewandelt und anschließend einem
Speicher 15 zwecks Zwischenspeicherung zugeführt. Über
10 einen Triggersignalgeber 13 können Impulse aus der
Drehung der Monochromatorscheibe 5 abgeleitet werden,
welche charakteristisch für den Spektrentakt sind und
als Start- sowie Resetimpulse verwendet werden können.
Vorteilhafterweise kann die Digitalisierung von einer
15 Takteinheit 14 entsprechend der aktuell vorliegenden
Wellenlänge der Interferenzfilterscheibe 5 nach Fig. 1
gesteuert sein.

Nach Vorgabe eines Gütekriteriums GK im bereits be-
schriebenen Sinne lassen sich bei einer Vielzahl
20 aufgenommener und zwischengespeicherter Spektren die
geeigneten herausgreifen. Im vorliegenden Fall dient der
Triggerimpuls speziell zur Anwahl eines ersten
Referenzspektrums. In einer Vergleichseinheit 16 wird
25 die "Referenz-Periode" mit den im Speicher 15
zwischengespeicherten Spektren verglichen. Aus der
großen Anzahl der gespeicherten Meßwerte wird damit
durch Vergleich eine vorgegebene Anzahl weiterer
Spektren bestimmt, die zusammen der Einheit 20 zur
30 Störungsunterdrückung zugeführt werden.

Zur Störungsunterdrückung wird anschließend in einer
nachgeschalteten Einheit 20 eine selektive Aufaddition
und Mittelwertbildung (sog. "averaging") durchgeführt,
35 was einer Filterung der Spektren gleichkommt. Damit ist
das Signal weitgehend rauschfrei, so daß es einer Ein-
heit 25 zur Fourier-Transformation zugeführt werden
kann.

Es hat sich als zweckmäßig erwiesen, vor der Fourier-Transformation eine Entzerrung der Spektren vorzunehmen. Eine dazu vorgesehene Einheit 22 dient gleichermaßen zur oben erläuterten Signalspiegelung.

5

Aus dem fourier-transformierten Spektrum wählt ein Signalselektor 26 als Merkmalsextrahierer die für die Oxygenierung signifikanten Frequenzen bzw. Frequenzbereiche aus. Solche Merkmale sind wie erwähnt der 10 Anteil der hohen Frequenzen: Zur quantitativen Erfassung können entweder direkt die Amplituden bei den Maxima verwendet werden; es kann zur genauen Messung auch das Verhältnis der Summe der Amplituden solcher Frequenzen, die oberhalb eines vorgegebenen Minimums liegen, zur 15 Summe der Amplituden der Frequenzen, die unterhalb des Minimums liegen, ermittelt werden. In der Figur 4 sind die zugehörigen Flächen durch Schraffur angedeutet.

Dem Signalselektor 26 zur Gewinnung der Signalmerkmale 20 ist eine Eicheinheit 27 zugeordnet. Durch Vergleichen der Meßwerte mit einer vorgegebenen Kennlinie in einer Analyseeinheit 28 wird die Oxygenierung unbekannter Proben bestimmt und auf einer Anzeigeeinheit 29 digital oder analog angezeigt. Zusätzlich können die Daten 25. rechnerkompatibel abgespeichert werden.

Das beschriebene Verfahren und die zugehörige Vorrichtung sind außer für eine allgemeine Gewebefotometrie speziell zur quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung im Gewebe geeignet. Die vorgeschlagene 30 Meßmethode kann dazu auch bei sich ändernden Hämoglobin-Konzentrationen angewendet werden. Neben der Untersuchung des Hämoglobins können mit dem gleichen Ver-

UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE
CERTIFICATE OF CORRECTION

PATENT NO. : 4,407,290

DATED : October 4, 1983

INVENTOR(S) : SCOTT A. WILBUR

It is certified that error appears in the above-identified patent and that said Letters Patent is hereby corrected as shown below:

Col. 1, lines 37 and 47, change "3,804,539" to
--3,804,535--;
line 59, change "4,167,339" to --4,167,331--.
Col. 4, line 6, delete "a";
line 7, change "application" to --No. 4,394,572--;
line 56, change "exaggerated" to --exaggerated--.
Col. 5, line 63, change "capacators" to --capacitors--.
Col. 6, line 15, change "KHz" to --kHz--.
Col. 7, line 28, change "side" to --sides--.
Col. 11, line 15, change "(R λ ₂)" to --R(λ ₂)--.
Col. 12, line 7, insert --aspect-- before "is".
Col. 14, line 29, change "processings" to --processing--.
Col. 16, line 26, change "blood-contains" to --blood-
containing--.
Col. 18, line 51, change "intergrator" to --integrator--.

Signed and Sealed this

Twenty-second Day of January 1985

[SEAL]

Attest:

DONALD J. QUIGG

Attesting Officer

Acting Commissioner of Patents and Trademarks

THIS PAGE BLANK (USPTO)

14

3328862

- 10 - VPA 82 P 8527 01 DE

fahren auch andere absorbierende und fluoreszierende Farbstoffe gewebefotometrisch erfaßt werden, sofern ein frequenzabhängiges Verhalten vorliegt. Hier ergeben sich bisher ungenutzte Möglichkeiten für eine 5 quantitative Auswertung.

21 Patentansprüche

6 Figuren

10

15

20

25

30

35

-17-

1/3

Nummer:
Int. Cl.³:
Anmeldetag:
Offenlegungstag:

33 28 862
G 01 N 21/25
10. August 1983
28. Februar 1985

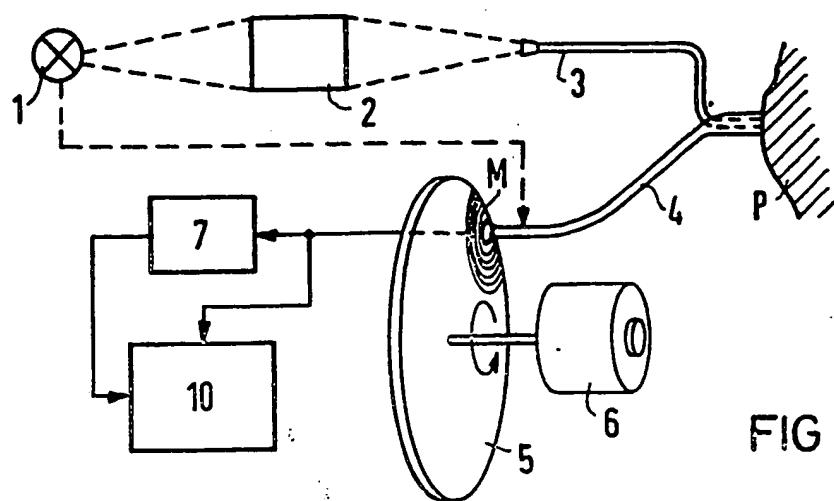


FIG 1

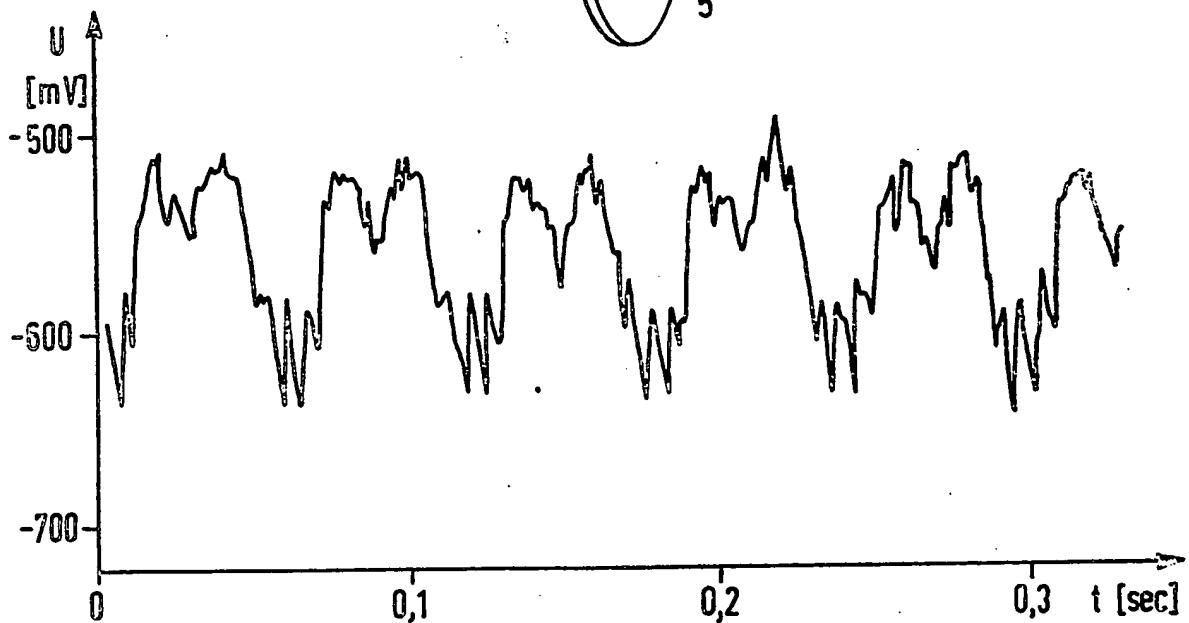


FIG 2

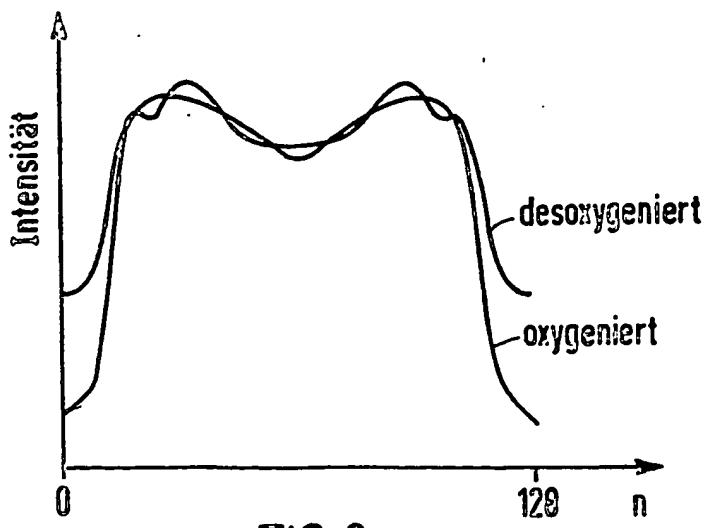


FIG 3

- 15 -
2/3

3328862
82 P 8527 01

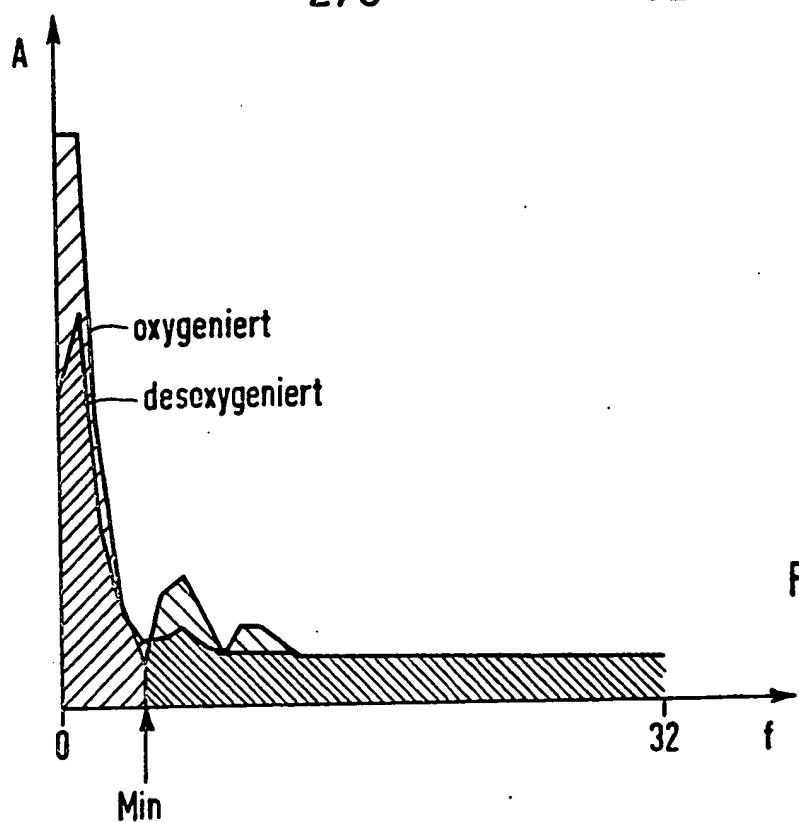


FIG 4

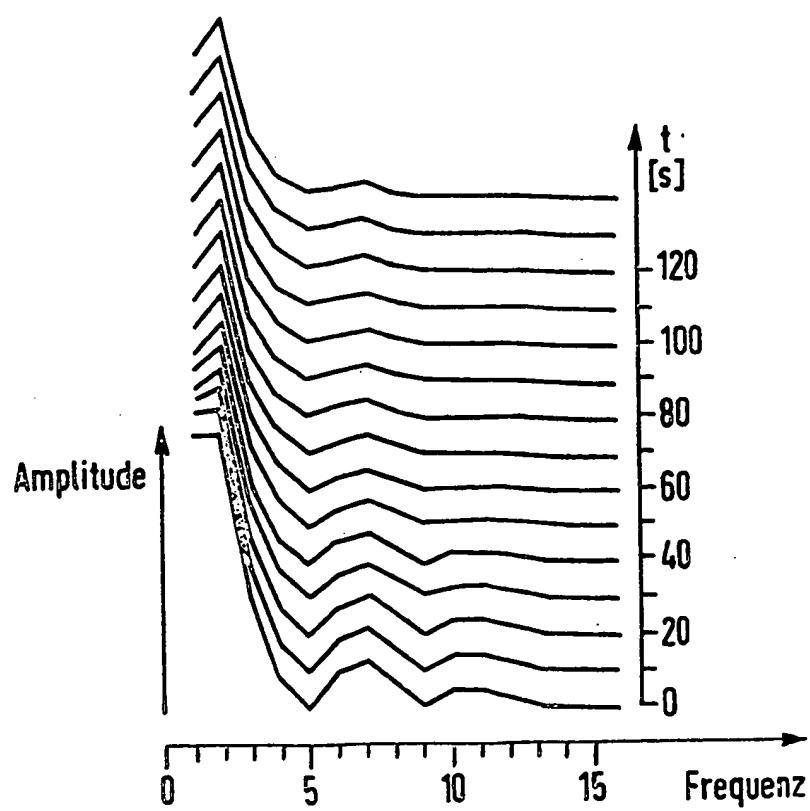


FIG 5

- 16 -
3/3

3328862
82 P 8527 01

